

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-155286

(43)Date of publication of application : 20.06.1995

(51)Int.Cl.

A61B 1/00

A61B 1/06

(21)Application number : 05-304430

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 03.12.1993

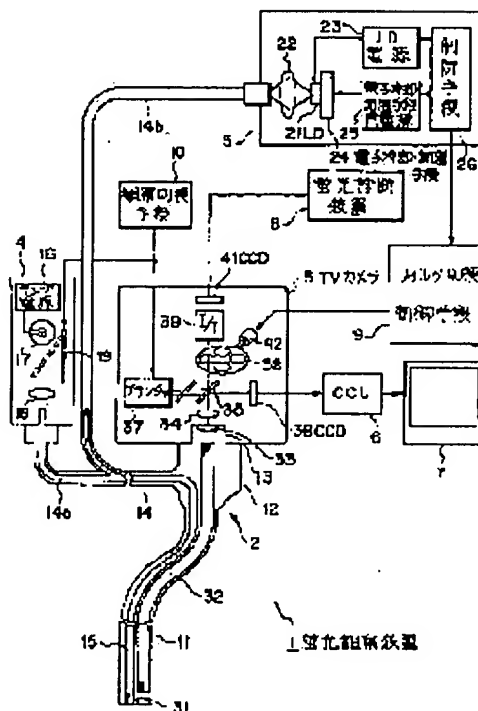
(72)Inventor : YOSHIHARA MASAYA
TAKEHATA SAKAE
KANEKO MAMORU
IIDA MASAHIKO
SUZUKI KATSUYA
UEDA YASUHIRO

(54) FLUORESCENCE OBSERVING APPARATUS

(57)Abstract:

PURPOSE: To make an apparatus miniaturized and inexpensive by providing the apparatus with a wave length controlling means which changes the wave length of a laser light by controlling the temp. of a semiconductor and changing selectively the range of wave length entered into a fluorescence detecting apparatus detecting fluorescence in accordance with change in wave length by using a filter means.

CONSTITUTION: An electronic cooling and heating means 24 fitted on a laser diode 21 in an apparatus 5 for a light source for excitation for observing fluorescence is driven by a electric source circuit 25 for a heating means and they are controlled by a controlling means 26. This controlling means 26 is connected with a wave length selection indicating means and it controls the temp. of a laser diode 21 through the electronic cooling and heating means 24 in such a way that the laser diode 21 is made emitted by an indicated wave length. In addition, a controlling means 26 indicates selection of the wave length of the excited light and when the wave length of the fluorescence emitted by the excited light with the wave length, it indicates selection of the wave length and a filter through which the wave length of the fluorescence is selectively transmitted is set on a light path of a fluorescence photographing system through a filter switching control means 9.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-155286

(43) 公開日 平成7年(1995)6月20日

(51) Int. Cl. ⁶	識別記号	序内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B	1/00	3 0 0 D		
	1/06	B		

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平5-304430

(22) 出願日 平成5年(1993)12月3日

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 吉原 雅也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 竹端 榮

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 弁理士 伊藤 進

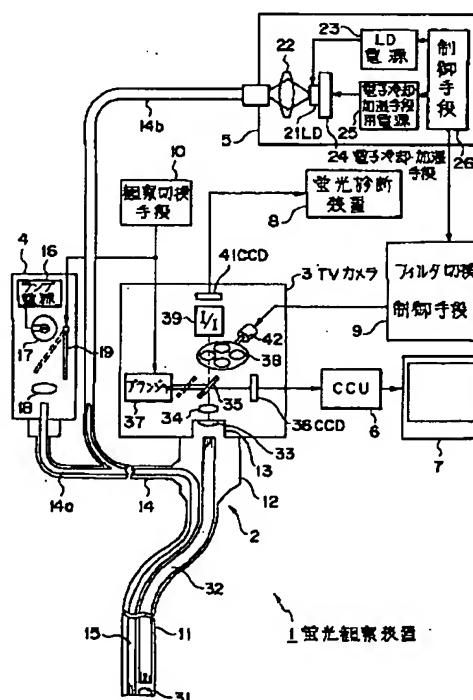
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光観察装置

(57) 【要約】

【目的】 小型化及び低価格化できる蛍光観察装置を提供すること。

【構成】 レーザダイオード21で発光されるレーザ光の波長を電子冷却・加温手段24を介して温度制御を行うことにより可変設定でき、波長が異なる蛍光を励起できるようにすると共に、対象組織側からの蛍光は内視鏡2のイメージガイド32を介してTVカメラ3内の蛍光撮像系に導かれ、光路上に配置されるフィルタをフィルタ切換手段9により選択して、異なる波長の場合の蛍光像を観察可能にしている。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 半導体レーザを蛍光観察のための励起用光源に用いる蛍光観察装置において、半導体レーザの温度を制御することにより、該半導体レーザから出射されるレーザ光の波長を変える波長制御手段と、前記波長制御手段による波長変化に応じて蛍光を検出するための蛍光検出装置に入射される波長域を選択的に変えるフィルタ手段とを設けたことを特徴とする蛍光観察装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明はレーザダイオードの温度を制御して励起用光の波長を可変設定する蛍光観察装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 近年、生体からの自家蛍光や、生体へ薬物を注入し、その薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から、生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術がある。

【0003】 生体組織に光を照射するとその励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質として、例えばNADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMN（フラビンモノヌクレオチド）、ビリジンヌクレオチド等がある。最近では、このような、生体内因物質と、疾患との相互関係が明確になってきた。また、HpD（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（ δ -amino levulinic acid）は、癌への集積性があり、これを生体内に注入し、前記物質の蛍光を観察することで疾患部位を診断できる。

【0004】 ところで、上記蛍光観察を行う場合、励起用レーザ光を対象となる診断部位に照射することが一般的に行われる。この場合、励起用レーザ光は診断部位に応じて、その励起に適した波長が必要になる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 このため、励起用レーザ装置としては複数のレーザ、又は複数の波長を発振できる色素レーザ、アレキサンドライトレーザ等が必要になり、装置が大型化したり、高価になってしまう欠点があった。

【0006】 本発明は上述した点にかんがみてなされたもので、小型化及び低価格化できる蛍光観察装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段および作用】 本発明では半導体レーザを蛍光観察のための励起用光源に用いる蛍光観察装置において、半導体レーザの温度を制御することにより、該半導体レーザから出射されるレーザ光の波長

を変える波長制御手段と、前記波長制御手段による波長変化に応じて蛍光を検出するための蛍光検出装置に入射される波長域を選択的に変えるフィルタ手段とを設けることにより、1つの半導体レーザで使用できる波長領域を広げ、他のレーザ発生装置を用いる場合よりも小型化でき、しかも低価格で実現可能にしている。

【0008】

【実施例】 以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。図1は本発明の第1実施例の蛍光観察装置の構成を示す。図1に示す第1実施例の蛍光観察装置1は、内視鏡2と、この内視鏡2に着脱自在で装着され、通常観察及び蛍光観察の撮像手段を備えたTVカメラ3と、内視鏡2に通常観察のための照明光を供給する内視鏡用光源装置4と、蛍光観察のための励起光を発生する励起用光源装置5と、TVカメラ3と接続され、通常の映像処理を行うCCU6と、このCCU6の出力信号により内視鏡像を表示する内視鏡像モニター7と、TVカメラ3と接続され、蛍光像を生成する信号処理及び蛍光像を表示する蛍光診断装置8と、励起用光源装置5と接続され、励起光に応じてTVカメラ3内の蛍光撮像系で使用するフィルタを切換えるフィルタ切換え制御手段9と、通常観察及び蛍光観察とを切換える指示を行う観察切換手段10とから構成される。

【0009】 上記内視鏡2は細長の挿入部11と、この挿入部11の後端に設けられた操作部12と、この操作部12の後端に設けられた接眼部13と、この操作部12から延出されたライトガイドケーブル14とからなり、挿入部11及びライトガイドケーブル14内には照明光及び励起光を伝送するライトガイド15が挿通されている。

【0010】 このライトガイド15はライトガイドケーブル14部分で2本に分岐され、一方のライトガイドケーブル14aの端部は内視鏡用光源装置4と接続される。そして、内視鏡用光源装置4内のランプ電源回路16からの電源で発光するランプ17の白色光がコンデンサレンズ18を介してライトガイド15の端面に供給される。なお、通常観察の場合には遮光板19は図1のように退避した状態に保持される。

【0011】 ライトガイドケーブル14における分岐された他方はレーザガイドケーブル14bとなり、その端部は励起用光源装置5に接続される、そして、励起用光源装置5内のレーザダイオード21からのレーザ光がコンデンサレンズ22で集光されて照射される。このレーザダイオード21はレーザダイオード電源回路23からの電源で駆動される。

【0012】 また、このレーザダイオード21には電子冷却・加温手段24が接合等して取り付けられており、この電子冷却・加温手段24は電子冷却・加温手段用電源回路25からの電源で駆動される。レーザダイオード電源回路23と電子冷却・加温手段用電源回路25は制御手

段26と接続され、この制御手段26によって制御される。

【0013】この制御手段26は図示しない波長選択指示手段と接続され、この波長選択指示手段を操作して励起光の波長の選択指示を行うと、制御手段は選択指示された波長でレーザダイオード21を発光させるように電子冷却・加温手段24を介してレーザダイオード21の温度を制御する。

【0014】制御手段26は例えば図示しないROM等に記録されたレーザダイオード21の発光波長と温度との関係情報から波長情報をアドレス信号として対応する目標温度を読み出し、一方実際のレーザダイオード21の温度を検出する図示しない温度センサの出力を基準にして、目標温度に設定する場合に加熱すべきか冷却すべきかをまず判断し、その判断の後、電子冷却・加温手段24の冷却又は加温動作を行わせて目標温度と一致するようにフィードバック制御ループでレーザダイオード21を目標温度に設定維持する制御を行う。

【0015】また、制御手段26はフィルタ切換え制御手段9とも接続され、波長選択指示手段の励起光の波長選択指示と共に、その波長の励起光により発光する蛍光の波長が変化する場合に蛍光の波長の選択指示を行うと、このフィルタ切換え制御手段9を介して蛍光撮像系の光路上には上記蛍光の波長を選択的に透過するものに設定されるようにしている（後述するモータ42によりフィルタターレット38を回転し、光路上に配置されるフィルタが上記蛍光の波長を選択的に透過するものに設定される）。

【0016】また、この波長選択指示手段の代わりに、蛍光観察の種類等を選択或は指示する手段を設け、この手段から蛍光剤の選択を行うことにより、制御手段26はその蛍光剤で一般的に使用される蛍光観察の波長の励起光を効率的に励起させるレーザ光の波長をROM等から読み出し、かつその読み出した波長から（ROM等により）対応する目標温度も求め、その目標温度となるようにレーザダイオード21の温度制御を行うと共に、蛍光観察の波長を選択的に透過するフィルタを蛍光撮像系の光路上に配置するようにフィルタ切換え手段9を制御するようにしても良い。

【0017】このように第1実施例では、レーザダイオード21から励起光として発光するレーザ光の波長をその温度を制御する波長制御機構を設けることにより、励起光の波長を可変設定できるようにすると共に、励起光として設定される波長に応じて撮像手段側での蛍光観察のためのフィルタ手段のフィルタを選択的に可変設定できるようにしていることが特徴となっている。

【0018】上記ライトガイドケーブル14内及び挿入部11内のライトガイド15で伝送された照明光又は励起光は挿入部11の先端部側の端面から出射され、診断部位等を照明する。診断部位側からの反射光又は励起光

は先端部の観察窓に取り付けられた対物レンズ31によってその焦点面に配置されたイメージガイド32の先端面に像を結ぶ。

【0019】そして、イメージガイド32によって接眼部13側の端面に伝送され、白色照明光の場合には接眼レンズ33を介して肉眼で観察できる。この接眼部13にTVカメラ3が装着された場合には、結像レンズ34、光路上のミラー35を介してイメージガイド32で伝送された像が撮像素子としての例えばCCD36に結像される。

【0020】なお、撮像素子としてはCCDに限定されるものでなく、SIT（静電誘導トランジスタ）、CMD（Charge Modulation Device）、MOSタイプの撮像素子等を用いてもよい。

【0021】上記ミラー35が例えばブランジャ37で点線で示すように光路上から退避された場合には、結像レンズ34、この結像レンズ34の光路上に配置されたフィルタターレット38のフィルタ、微弱光を増幅するイメージ・インテンシファイア39を介してCCD41に結像される。図1の点線で示す光路は蛍光撮像系の光路となり、一方、実線で示す光路上に配置された結像レンズ34、ミラー35、CCD36が通常観察の撮像系を形成する。

【0022】上記フィルタターレット38は、円板の周方向に、それぞれ透過域が異なる複数のフィルタが取り付けられており、フィルタターレット駆動手段としてのモータ42により、光路上に配置される1つのフィルタを選択設定できる。

【0023】TVカメラ3内のミラー35と内視鏡用光源装置4内の遮光板19は観察切換手段10の操作によって連動して駆動される。つまり、観察切換手段10における通常観察スイッチを操作すると、ミラー35と遮光板19は図1の実線で示す状態に設定され、白色照明光で照明された状態での被写体像がCCD36に結像され、このCCD36で光電変換された通常の内視鏡像がCCU6で信号処理されてモニタに表示可能な映像信号に変換され、内視鏡像モニタ7で表示される。つまり、通常の内視鏡像が内視鏡像モニタ7で観察できる。

【0024】一方、観察切換手段10における蛍光観察スイッチを操作すると、ミラー35と遮光板19は図1の点線で示す状態に設定され、励起光で照明された状態での蛍光による像がフィルタターレット38のフィルタ、イメージ・インテンシファイア39を介してCCD41に結像され、このCCD41で光電変換された蛍光像が蛍光診断装置8内の信号処理回路で信号処理され、この蛍光診断装置8内のモニタに表示される。

【0025】この第1実施例によれば、レーザダイオード21の温度を制御して、その発光するレーザ光の波長を可変設定できるようにしているので、1つのレーザダイオード21により、広い波長範囲をカバーできる。

10

20

30

40

50

【0026】この場合、レーザダイオード 21 は非常に小型にできるし、電子冷却・加温手段 24 も小型にでき、しかもレーザダイオード 21 の熱容量は小さくできるので小型の電子冷却・加温手段 24 により非常に広い範囲で任意の温度に設定できることになり、発光する波長も広範囲に可変できることになる。従って、色素レーザ等の大型のレーザ装置を必要とすることなく、適用範囲の広い、かつ小型の励起光発生用レーザ装置を実現できる。

【0027】さらに、蛍光撮像系の機能を備えた TV カメラ 3 には、複数のフィルタが取り付けられたフィルタターレット 38 が設けてあり、フィルタ切選択手段 9 を介して光路上に配置されるフィルタを選択設定できるようにしてあるので、実際に発光する蛍光の波長を選択的に透過するフィルタを光路上に設定して蛍光観察を行うことができる。また、この実施例では通常観察と蛍光観察とを簡単な切換え操作で行うことができる。

【0028】なお、図 1 ではレーザ光を伝送するレーザガイドケーブル 14b はライトガイドケーブル 14a と途中で合流しているが、レーザ光を伝送するガイドケーブルを照明光を伝送するライトガイド 15 と分離して設けるようにしても良い。また、内視鏡のチャンネルを利用してそのチャンネル内にレーザガイドを挿通しても良い。

【0029】図 2 は本発明の第 2 実施例の蛍光観察装置 51 を示す。この第 2 実施例では励起用光源装置 5' 内のレーザダイオード 21' の前に 2 次高調波発生素子（セカンド・ハーモニック・ジェネレータ・デバイス；以下 SHG と略記する）52 が配置され、レーザダイオード 21' のレーザ光の 2 次高調波、つまりその波長の $1/2$ の波長のレーザ光を出力するようにしている。このレーザダイオード 21' は赤外域等の長波長のレーザ光を発光するレーザダイオードであり、その波長を $1/2$ にしたレーザ光が励起用光の波長になる。

【0030】上記レーザダイオード 21' はタイミングコントローラ 53 からの制御パルスによって、パルスの駆動電流を出力するレーザダイオード駆動回路 54 によってパルスの（例えばパルス周期 P は $1/\text{数 } 100 \text{ S}$ ）に明滅発光するようにしている。

【0031】また、第 1 実施例における TV カメラ 3 内のイメージ・インテンシファイア 39 を介することなく、蛍光像が CCD 41 に結像される。この TV カメラ 3 内の CCD 36、41 はそれぞれドライバ 55、56 により駆動される。この場合、CCD 36 は例えば 1 フレームの読み出し周期が $1/30 \text{ S}$ で駆動され、一方 CCD 41 はパルス周期 P の 2 倍で駆動され、励起光パルスが出力された時と、されない時の CCD 41 の撮像信号が出力されることになる。さらにこの実施例における蛍光診断装置 57 は、2 次元ロックインアンプ 58 と、CCU 59 と、モニタ 60 とから構成される。

【0032】2 次元ロックインアンプ 57 は前記 CCD 41 の出力信号をデジタルデータに変換する A/D 変換器 61 と、前記タイミングコントローラ 53 と同期し、レーザダイオード 52 の明と滅（点滅）に合わせ、それぞれの画像データをフレームごとに第 1 フレームメモリ 62a と第 2 フレームメモリ 62b に分けるマルチプレクサ 63 と、第 1 フレームメモリ 62a と第 2 フレームメモリ 62b の画像データの差分を求め、ノイズ分をキャンセルする差分回路 64 と、ノイズ分がキャンセルされた画像データを累算的に積分（対応する同じ画素部分を繰り返し加算する）することにより増幅する積分回路 65 とから成る。

【0033】この 2 次元ロックインアンプ 57 において、レーザダイオード 52 の明と滅でそれぞれ撮像された画像データを差分回路 64 で差分処理することにより、この明と滅に無関係なノイズ成分を大幅に低減でき、また低い周波数で顕著になる $1/f$ ノイズの影響を低減でき、さらに積分回路 65 で積分処理することにより、非常に S/N の高い蛍光画像データを生成できる。

【0034】なお、この積分回路 65 による積分処理により、 $1/30 \text{ S}$ の画像データにされ、図示しない D/A 変換器でアナログ画像信号に変換された後、CCU 59 に入力され、この CCU 59 で標準的な映像信号に変換され、モニタ 60 で蛍光画像が表示される。

【0035】その他、レーザダイオード 21' の温度を実際に望む励起光の 2 倍の波長になるように制御したり、撮像系のフィルタを観察する蛍光の波長に応じて選択設定する構成等は第 1 実施例と同様である。

【0036】この第 2 実施例によれば、直接励起光の波長で発光するレーザダイオード 21 の代わりに、2 倍の波長となる長い波長のレーザ光を発生する低価格のレーザダイオード 21' を用いることができるので、さらに低コストで実現できる。また、2 次元ロックインアンプ 57 を用いることにより、非常に S/N の良い蛍光画像が得られる。図 3 は本発明の第 3 実施例の内視鏡装置 71 を示す。第 2 実施例では内視鏡 2 の外部の励起用光源装置 5 内にレーザダイオード 21' 等を設けたが、この実施例では内視鏡 72 内部にレーザダイオード 21' 等を設け、外部のレーザダイオード電源回路 73 から必要な電源を供給するようにしている。

【0037】図 4 にも示すようにこの内視鏡 72 の挿入部 74 内には第 1 実施例と同様にライトガイド 15 とイメージガイド 32 とが挿通され、先端部には照明レンズ 75 と対物レンズ 31 とがそれぞれ配置されている。この内視鏡 72 ではさらに、挿入部 74 の先端部に、電子冷却・加温手段 24 に取り付けられたレーザダイオード 21' と、SHG 52 と照明レンズ 76 とが配置されている。

【0038】レーザダイオード 21' と電子冷却・加温手段 24 は信号線 77 と接続され、この信号線 77 はラ

イトガイドケーブル 14 から分岐された信号ケーブル 78 内を挿通され、レーザダイオード電源回路 73 のレーザダイオード駆動回路 54 と電子冷却・加温手段用電源回路 25 にそれぞれ接続される。その他は第 2 実施例と同様の構成であり、その作用効果も第 2 実施例とほぼ同様である。

【0039】なお、内視鏡 72 内にレーザダイオード 21' 及び SHG 52 を収納し、信号線を介してレーザダイオード 21' に対し、外部のレーザダイオード 21' から駆動信号を供給するようにして、単にレーザダイオード 21' の 1/2 の波長の励起光を出射できるようにしても良い。この場合にも以下の利点がある。

【0040】例えば、442nm の励起光が必要になる場合、通常は He-Cd レーザを用いることが多いが、大型であるし、高価でもある。この励起光が必要な場合、882nm の波長のレーザ光を出すレーザダイオードは低価格で求めることができるので、He-Cd レーザの代わりに用いると低コストで同じ機能を実現できる。また、レーザダイオードは非常に小型にできるので、内視鏡の先端部内に収納することもできる。

【0041】図 5 は本発明の第 4 実施例の内視鏡装置 81 を示す。この実施例は硬性内視鏡 82 と、この硬性内視鏡 82 のライトガイドに通常観察のための照明光を供給する内視鏡用光源装置 4 と、励起用レーザ光を供給する励起用光源装置 5' と、硬性内視鏡 82 の接眼部 83 に接続されるスコープホルダ 84 と、このスコープホルダ 84 の基端に設けられた TV カメラ 85 と、この TV カメラ 85 に対する信号処理を行うと共に、内視鏡像と蛍光像とを表示する内視鏡像&蛍光像表示装置 86 とから構成される。

【0042】硬性内視鏡 82 の挿入部 89 の後端に形成された把持部 90 のライトガイド口金にはライトガイドケーブル 14 が接続され、途中で分岐された一方のライトガイドケーブル 14a は内視鏡用光源装置 4 に接続され、この光源装置 4 から白色照明光が供給される。

【0043】このライトガイドケーブル 14 における分岐されたレーザガイドケーブル 14b は励起用光源装置 5' に接続され、この光源装置 5' は励起用レーザ光を供給する。白色照明光又は励起用レーザ光は硬性内視鏡 82 内のライトガイドにより伝送され、先端部側の端面から出射される。

【0044】照明された診断部位で反射された光或は励起光により発光する蛍光は先端部の対物レンズを介して結像され、リレー光学系等のイメージガイドで後方に伝送され、伝送された像は可視像の場合には接眼部 83 から観察することができる。

【0045】この接眼部 83 に接続されるスコープホルダ 84 は例えばロッドレンズが内蔵されたアーム部と 84a と、回動自在の関節部 84b とを有し、接眼部 83 に伝送された像をその基端に接続した TV カメラ 85 に

伝送する。

【0046】この TV カメラ 85 の入射光路上にはブランジャ 37 により退避可能なミラー 35 が配置され、このミラー 35 で反射された光は第 2 のミラー 92、第 3 のミラー 93 で反射され、ブランジャ 94 により光路上から退避可能な第 4 ミラー 95 を経て CCD 96 に結像される。

【0047】また、上記ミラー 35 及び 95 が退避された場合にはモータ 97 で回転されるフィルタターレット 98 のフィルタ、イメージ・インテンシファイア 39 を介して CCD 96 に結像される。

【0048】なお、フィルタターレット 98 のフィルタをスイッチ操作等で、モータ 97 を介して蛍光撮像系の光路上に配置できるようにしても良い。この実施例は共通の CCD 96 を用いて通常の内視鏡像と蛍光像とを得られる。その他は第 1 実施例とほぼ同様の効果を有する。

【0049】なお、励起光の波長領域を広げるために、発光波長が異なる複数のレーザダイオードを用いるようにして、実際に必要となる励起光の波長に応じて使用するレーザダイオードを選択するようにしても良い。

【0050】この場合、SHG も必要に応じて使用するようにしても良い。また、発光出力を上げるために、同一の波長で発光するレーザダイオードを複数用いるようにしても良い。なお、上述した実施例等を部分的等で組み合わせても良い。

【0051】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、励起光に使用される半導体レーザの温度を制御して発光する波長を可変できるようにすると共に、対象組織側からの蛍光を蛍光撮像系に選択的に導くフィルタ手段とを設けているので、小型で低価格の蛍光観察装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 実施例の蛍光観察装置の構成を示す構成図。

【図 2】本発明の第 2 実施例の蛍光観察装置の構成を示す構成図。

【図 3】本発明の第 3 実施例の蛍光観察装置の構成を示す構成図。

【図 4】第 3 実施例に用いられる内視鏡の光学系の構造を示す説明図。

【図 5】本発明の第 4 実施例の蛍光観察装置の構成を示す構成図。

【符号の説明】

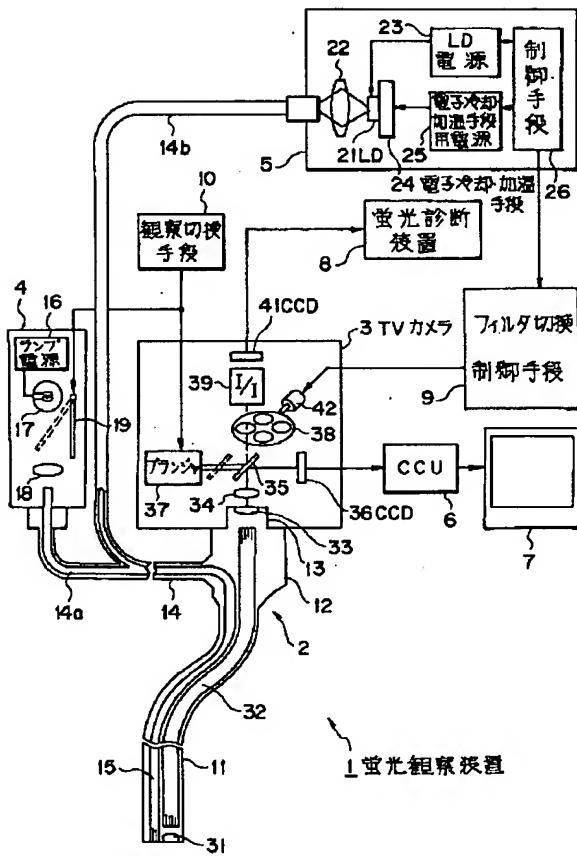
- 1…蛍光観察装置
- 2…内視鏡
- 3…TV カメラ
- 4…内視鏡用光源装置
- 5…励起用光源装置

- 6…CCU
7…内視鏡像モニタ
8…蛍光診断装置
9…フィルタ切換え制御手段
10…観察切換手段
11…挿入部
13…接眼部
14…ライトガイドケーブル
14b…レーザガイドケーブル
15…ライトガイド
17…ランプ

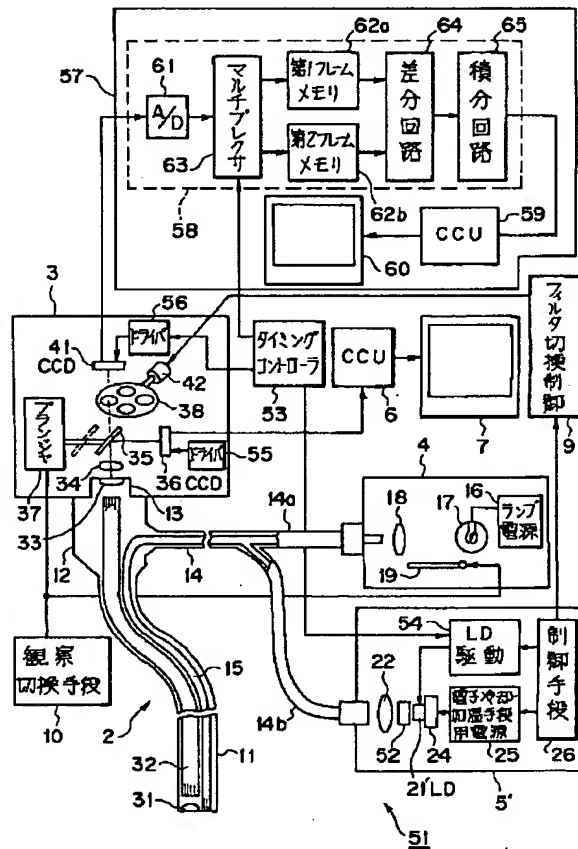
- * 19…遮光板
21…レーザダイオード
23…レーザダイオード電源回路
24…電子冷却・加温手段
25…電子冷却・加温手段用電源回路
26…制御手段
35…ミラー
36、41…CCD
38…フィルタターレット
39…イメージ・インテンシファイア
40…ミラー
42…ミラー
43…ミラー
44…ミラー
45…ミラー
46…ミラー
47…ミラー
48…ミラー
49…ミラー
50…ミラー
51…ミラー
52…ミラー
53…ミラー
54…ミラー
55…ミラー
56…ミラー
57…ミラー
58…ミラー
59…ミラー
60…ミラー
61…ミラー
62a…ミラー
62b…ミラー
63…ミラー
64…ミラー
65…ミラー

*

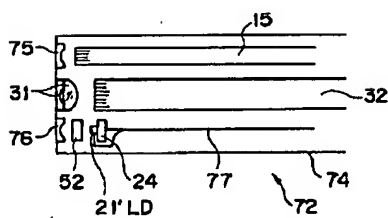
【図1】



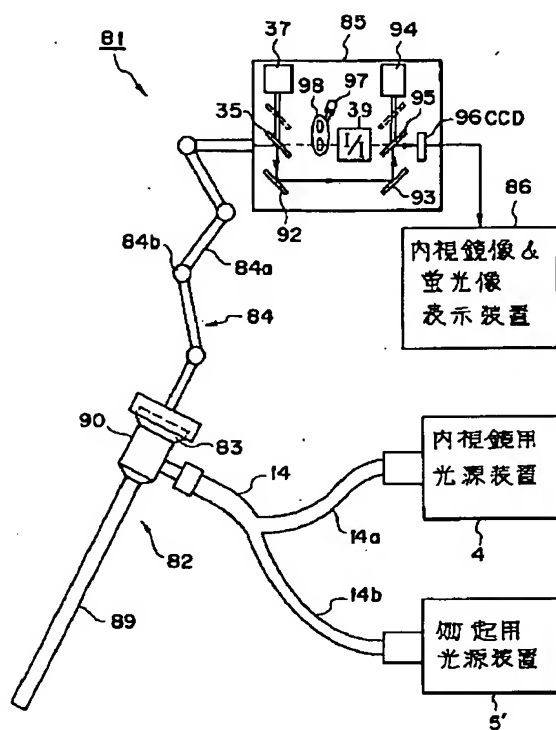
【図2】



【図4】



【図 5】



(72)発明者 鈴木 克哉
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 植田 康弘
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

*** NOTICES ***

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] A fluorescent observation device which uses a semiconductor laser for a light source for excitation for fluorescent observation, comprising:

A wavelength control means which changes wavelength of a laser beam emitted from this semiconductor laser by controlling temperature of a semiconductor laser.

A filter means which changes selectively a wavelength band which enters into a fluorescence detection device for detecting fluorescence according to a wavelength variation by said wavelength control means.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Application] This invention relates to the fluorescent observation device which controls the temperature of a laser diode and carries out variable setting out of the wavelength of the light for excitation.

[0002]

[Description of the Prior Art] In recent years, a drug is poured in to the autofluorescence from a living body, and a living body, the fluorescence of the drug is detected as a two-dimensional picture, and there is art of diagnosing disease states (for example, the kind and permeation range of a disease), such as the denaturation of a body tissue and cancer, from the fluorescence image.

[0003] If a body tissue is irradiated, the fluorescence of long wave length will occur from the excitation light. As a fluorescent substance in a living body, there are NADH (nicotinamide adenine nucleotide), FMN (flavin mononucleotide), a pyridine nucleotide, etc., for example. These days, the correlation of such a living body internal cause substance and a disease is becoming clear. HpD (hematoporphyrin), Photofrin, and ALA (delta-amino levulinic acid) have the accumulation nature to cancer, this is poured in in the living body, and a disease site can be diagnosed by observing the fluorescence of said substance.

[0004] By the way, when performing the above-mentioned fluorescent observation, irradiating the target diagnostic part with the laser beam for excitation is generally performed. In this case, the wavelength to which the laser beam for excitation was suitable for that excitation according

to the diagnostic part is needed.

[0005]

[Problem(s) to be Solved by the Invention]For this reason, as a laser device for excitation, two or more laser or the dye laser which can oscillate two or more wavelength, alexandrite laser, etc. were needed, the device was enlarged and there was a fault which becomes expensive.

[0006]This invention was made in view of the point mentioned above, and an object of this invention is to provide the fluorescent observation device whose price can miniaturize and fall.

[0007]

[Means for Solving the Problem and its Function]In a fluorescent observation device which uses a semiconductor laser for a light source for excitation for fluorescent observation in this invention, A wavelength control means which changes wavelength of a laser beam emitted from this semiconductor laser by controlling temperature of a semiconductor laser, By establishing a filter means which changes selectively a wavelength band which enters into a fluorescence detection device for detecting fluorescence according to a wavelength variation by said wavelength control means, A wavelength area which can be used with one semiconductor laser is extended, it can miniaturize rather than a case where other laser generators are used, and, moreover, realization is made possible with a low price.

[0008]

[Example]Hereafter, the example of this invention is described with reference to drawings.

Drawing 1 shows the composition of the fluorescent observation device of the 1st example of this invention. TV camera 3 which the fluorescent observation device 1 of the 1st example shown in drawing 1 could be freely detached and attached to the endoscope 2 and this endoscope 2, and it was equipped with it, and was usually provided with the imaging means of observation and fluorescent observation, The light equipment 4 for endoscopes which supplies the illumination light for the usual observation to the endoscope 2, The light equipment 5 for excitation which generates the excitation light for fluorescent observation, and CCU6 which are connected with TV camera 3 and perform the usual graphic processing, The endoscope image monitor 7 which displays an endoscope image with the output signal of this CCU6, The fluorescent diagnosis device 8 which displays signal processing and the fluorescence image which are connected with TV camera 3 and generate a fluorescence image, It is connected with the light equipment 5 for excitation, and comprises the filter change control means 9 which switches the filter used by the fluorescence imaging system in TV camera 3 according to excitation light, and the observation means for switching 10 which performs the directions which usually switch observation and fluorescent observation.

[0009]The final controlling element 12 by which the above-mentioned endoscope 2 was formed in the back end of the insert portion 11 of thin length, and this insert portion 11, It consists of the eye contacting part 13 provided in the back end of this final controlling element 12, and the light guide cable 14 which extended from this final controlling element 12, and the light guide 15 which transmits the illumination light and excitation light is inserted in in the insert portion 11 and the light guide cable 14.

[0010]This light guide 15 branches to two in light guide cable 14 portion, and the end of one light guide cable 14a is connected with the light equipment 4 for endoscopes. And the white light of the lamp 17 which emits light with the power supply from the lamp power supply circuit 16 in the light equipment 4 for endoscopes is supplied to the end face of the light guide 15 via the condensing lens 18. In observation, the gobo 19 is usually held in the state where it evacuated like drawing 1.

[0011] Branched another side in the light guide cable 14 serves as the guide laser cable 14b, it is connected to the light equipment 5 for excitation, and with the condensing lens 22, it is condensed and the laser beam from the laser diode 21 in the light equipment 5 for excitation is irradiated with the end. This laser diode 21 is driven with the power supply from the laser diode power supply circuit 23.

[0012] Thermoelectric cooling and the heating means 24 join to this laser diode 21, it has attached, and this thermoelectric cooling and heating means 24 are driven with the power supply from thermoelectric cooling and the power supply circuit 25 for heating means. It is connected with the control means 26 and the laser diode power supply circuit 23, and thermoelectric cooling and the power supply circuit for heating means 25 are controlled by this control means 26.

[0013] If this control means 26 is connected with the wavelength selection directing means which is not illustrated, this wavelength selection directing means is operated and selection instructing of the wavelength of excitation light is performed, A control means controls the temperature of the laser diode 21 by wavelength by which selection instructing was carried out via thermoelectric cooling and the heating means 24 to make the laser diode 21 emit light.

[0014] The control means 26 reads a target temperature corresponding considering wavelength information as an address signal from the relevant information of the luminous wavelength of the laser diode 21 and temperature which were recorded on ROM etc. which are not illustrated, It is based on the output of the temperature sensor which, on the other hand, detects the temperature of the actual laser diode 21 and which is not illustrated, or or judging [which should heat when setting it as target temperature] first whether it should cool -- cooling of after the judgment, and thermoelectric cooling and a heating means 24, or warming -- control which carries out setting-out maintenance of the laser diode 21 by a feedback control loop at target temperature so that it may be made to operate and may be in agreement with target temperature is performed.

[0015] The control means 26 is connected also with the filter change control means 9, and with wavelength selection directions of the excitation light of a wavelength selection directing means. If selection instructing of the wavelength of fluorescence is performed when the wavelength of the fluorescence which emits light by the excitation light of the wavelength changes, He is trying to be set as what penetrates the wavelength of the above-mentioned fluorescence selectively on the optical path of a fluorescence imaging system via this filter change control means 9 (the filter turret 38 is rotated by the motor 42 mentioned later, and). The filter arranged on an optical path is set as what penetrates the wavelength of the above-mentioned fluorescence selectively.

[0016] By forming a means to choose or direct the kind of fluorescent observation, etc., instead of this wavelength selection directing means, and choosing a fluorescence agent from this means, The control means 26 reads the wavelength of the laser beam which excites efficiently the excitation light of the wavelength of the fluorescent observation generally used with the fluorescence agent from ROM etc., And perform temperature control of the laser diode 21 so that the target temperature to which it corresponds from the read wavelength (ROM etc.) may also be searched for and it may become the target temperature, and. It may be made to control the filter means for switching 9 to arrange the filter which penetrates the wavelength of fluorescent observation selectively on the optical path of a fluorescence imaging system.

[0017] Thus, can be made to carry out by forming the wavelength control mechanism which controls the temperature for the wavelength of the laser beam which emits light as excitation light from the laser diode 21 by the 1st example variable setting out of the wavelength of excitation light, and. It has been the feature that it can be made to carry out variable setting out of

the filter of the filter means for the fluorescent observation by the side of an imaging means selectively according to the wavelength set up as excitation light.

[0018]The illumination light or excitation light transmitted by the light guide 15 in the above-mentioned light guide cable 14 and the insert portion 11 is emitted from the end face by the side of the tip part of the insert portion 11, and illuminates a diagnostic part etc. The catoptric light or excitation light from the diagnostic part side connects an image to the apical surface of the image guide 32 arranged with the object lens 31 attached to the observation port of a tip part in the focal plane.

[0019]And it is transmitted to the end face by the side of the eye contacting part 13 by the image guide 32, and, in the case of white illumination light, can observe via the eyepiece 33 with the naked eye by it. When this eye contacting part 13 is equipped with TV camera 3, image formation of the image transmitted by the image guide 32 via the image formation lens 34 and the mirror 35 on an optical path is carried out to for example, CCD36 as an image sensor.

[0020]As an image sensor, it is not limited to CCD and an image sensor SIT (static induction transistor), CMD (Charge Modulation Device), and MOS type etc. may be used.

[0021]As the above-mentioned mirror 35 shows by a dotted line with the plunger 37, when it is evacuated from on an optical path, Image formation is carried out to CCD41 via the filter of the image formation lens 34 and the filter turret 38 arranged on the optical path of this image formation lens 34, and the image intensifier 39 which amplifies feeble light. The optical path shown by the dotted line of drawing 1 turns into an optical path of a fluorescence imaging system, and image formation lens [which has been arranged on the other hand on the optical path shown as a solid line] 34, mirror 35, and CCD36 usually forms the imaging system of observation.

[0022]Several filters with which the above-mentioned filter turret 38 differs in a penetration region in the hoop direction of a disk, respectively are attached.

By the motor 42 as a filter turret driving means, the selection setting of the one filter arranged on an optical path can be carried out.

[0023]By operation of the observation means for switching 10, the mirror 35 in TV camera 3 and the gobo 19 in the light equipment 4 for endoscopes interlock, and are driven. That is, if the usual observation switch in the observation means for switching 10 is operated, The mirror 35 and the gobo 19 are set as the state which shows as the solid line of drawing 1, and image formation of the object image in the state where it was illuminated by white illumination light is carried out to CCD36, Signal processing of the usual endoscope image by which photoelectric conversion was carried out by this CCD36 is carried out by CCU6, it is changed into the video signal which can be displayed on a monitor, and is expressed as the endoscope image monitor 7. That is, the usual endoscope image can observe by the endoscope image monitor 7.

[0024]On the other hand, if the fluorescent observation switch in the observation means for switching 10 is operated, the mirror 35 and the gobo 19 will be set as the state which shows by the dotted line of drawing 1, The image by the fluorescence in the state where it was illuminated by excitation light The filter of the filter turret 38, Image formation is carried out to CCD41 via the image intensifier 39, signal processing of the fluorescence image by which photoelectric conversion was carried out by this CCD41 is carried out in the digital disposal circuit in the fluorescent diagnosis device 8, and it is displayed on the monitor in this fluorescent diagnosis device 8.

[0025]Since according to this 1st example the temperature of the laser diode 21 is controlled and

it can be made to carry out variable setting out of the wavelength of that laser beam that emits light, the wide wavelength range can be covered with the one laser diode 21.

[0026]In this case, the laser diode 21 is made very small and can also make small thermoelectric cooling and the heating means 24, And since calorific capacity of the laser diode 21 is made small, it can be set as arbitrary temperature in the very wide range by small thermoelectric cooling and heating means 24, and wavelength which emits light will also be changed broadly. Therefore, the large and small laser device for excitation light generating of a scope can be realized, without needing large-sized laser devices, such as dye laser.

[0027]To TV camera 3 provided with the function of a fluorescence imaging system. Since it can be made to carry out selection setting of the filter which has formed the filter turret 38 to which two or more filters were attached, and is arranged on an optical path via the filter switch selection means 9, The filter which penetrates selectively the wavelength of the fluorescence which actually emits light can be set up on an optical path, and fluorescent observation can be performed. In this example, easy switching operation can usually perform observation and fluorescent observation.

[0028]Although the guide laser cable 14b which transmits a laser beam in drawing 1 joins the light guide cable 14a at the middle, it separates from the light guide 15 which transmits the illumination light, and may be made to provide the guide cable which transmits a laser beam. Guide laser may be inserted in in the channel using the channel of an endoscope.

[0029]Drawing 2 shows the fluorescent observation device 51 of the 2nd example of this invention. In this 2nd example, the secondary harmonic generation element (second harmonic generator device; it is written as SHG below) 52 is arranged in front of laser diode 21' in light equipment 5' for excitation, He is trying to output the laser beam of the secondary harmonics of the laser beam of laser diode 21', i.e., one half of the wavelength of the wavelength. This laser diode 21' is a laser diode which emits light in the laser beam of the long wavelength of an infrared region etc., and the laser beam which set that wavelength to one half becomes the wavelength of the light for excitation.

[0030]Above-mentioned laser diode 21' is made to carry out flicker luminescence at a pulse target (for example, pulse cycle P is the 1-/number 100S) by the laser diode drive circuit 54 which outputs pulse driving current by the control pulse from the timing controller 53.

[0031]Image formation of the fluorescence image is carried out to CCD41 via the image intensifier 39 in TV camera 3 in the 1st example. CCD 36 and 41 in this TV camera 3 is driven with the drivers 55 and 56, respectively. In this case, the read-out cycle of one frame will drive CCD36 by 1/30S, on the other hand, CCD41 will be driven by the twice of pulse cycle P, and the imaging signal of CCD41 the time of an excitation light pulse being outputted and when not being carried out will be outputted. Furthermore, the fluorescent diagnosis device 57 in this example comprises the two-dimensional lock in amplifier 58, CCU59, and the monitor 60.

[0032]A/D converter 61 from which the two-dimensional lock in amplifier 57 changes the output signal of said CCD41 into digital data, The multiplexer 63 which synchronizes with said timing controller 53, doubles with Akira of the laser diode 52, and ** (blink), and divides each image data into the 1st frame memory 62a and the 2nd frame memory 62b for every frame, The difference circuit 64 which asks for the difference of the image data of the 1st frame memory 62a and the 2nd frame memory 62b, and cancels a part for a noise, The integration circuit 65 amplified by integrating with the image data by which a part for a noise was canceled in accumulation (the same corresponding picture element part is repeated and added) is comprised.

[0033]By carrying out difference processing of the image data picturized by **, respectively

with Akira of the laser diode 52 in this two-dimensional lock in amplifier 57 in the difference circuit 64, The influence of the $1/f$ noise which can reduce substantially a noise component unrelated to this ** and **, and becomes remarkable on low frequency can be reduced, and fluorescent image data with dramatically high S/N can be generated by carrying out integration treatment further in the integration circuit 65.

[0034]The image data of 1/30S is used by the integration treatment by this integration circuit 65, after being changed into an analog picture signal with the D/A converter which is not illustrated, it is inputted into CCU59, and is changed into a standard video signal by this CCU59, and a fluorescent image is expressed as the monitor 60.

[0035]In addition, it controls to become excitation light twice the wavelength of actually desiring temperature of laser diode 21', or the composition which carries out selection setting according to the wavelength of the fluorescence which observes the filter of an imaging system is the same as that of the 1st example.

[0036]Since laser diode 21' of the low price which generates the laser beam of the long wave length who turns into twice as many wavelength as this instead of the laser diode 21 which emits light on the wavelength of direct excitation light can be used according to this 2nd example, it is further realizable by low cost. A fluorescent image with dramatically sufficient S/N is obtained by using the two-dimensional lock in amplifier 57. Drawing 3 shows the endoscope apparatus 71 of the 3rd example of this invention. Although laser diode 21' etc. were provided in the light equipment 5 for excitation of the exterior of the endoscope 2 in the 2nd example, he provides laser diode 21' etc. in endoscope 72 inside, and is trying to supply a required power supply from the external REZADA oared power supply circuit 73 in this example.

[0037]As shown also in drawing 4, in the insert portion 74 of this endoscope 72, the light guide 15 and the image guide 32 are inserted in like the 1st example, and the illumination lens 75 and the object lens 31 are arranged at the tip part, respectively. In this endoscope 72, laser diode 21' attached to the tip part of the insert portion 74 at thermoelectric cooling and the heating means 24, and SHG52 and the illumination lens 76 are arranged further.

[0038]Laser diode 21', and thermoelectric cooling and a heating means 24 are connected with the signal wire 77, This signal wire 77 is inserted in in the inside of the signal cable 78 which branched from the light guide cable 14, and is connected to the REZADA oared drive circuit 54 of the REZADA oared power supply circuit 73, and thermoelectric cooling and the power supply circuit for heating means 25, respectively. Others are the same composition as the 2nd example, and the operation effect of them is the same as that of the 2nd example almost.

[0039]In the endoscope 72, store laser diode 21' and SHG52, and a driving signal is supplied from external laser diode 21' to laser diode 21' via a signal wire, It may enable it to only emit the excitation light of one half of the wavelength of laser diode 21'. Also in this case, there are the following advantages.

[0040]For example, when 442-nm excitation light is needed, helium-Cd laser is usually used in many cases, but it is large-sized and also expensive. Since it can ask for the laser diode which gives off the laser beam of the wavelength which is 882 nm with a low price when this excitation light is required, if it uses instead of helium-Cd laser, the same function is realizable by low cost. Since laser DAIDO is made very small, it can also store in the tip part of an endoscope.

[0041]Drawing 5 shows the endoscope apparatus 81 of the 4th example of this invention. The light equipment 4 for endoscopes with which this example usually supplies the illumination light for observation to the light guide of the rigid endoscope 82 and this rigid endoscope 82, Light equipment 5' for excitation which supplies the laser beam for excitation, and the scope holder 84

connected to the eye contacting part 83 of the rigid endoscope 82, Signal processing to TV camera 85 formed in the end face of this scope holder 84 and this TV camera 85 is performed, and it comprises the endoscope image & fluorescence image display 86 which displays an endoscope image and a fluorescence image.

[0042]The light guide cable 14 is connected to the light guide cap of the grasping part 90 formed in the back end of the insert portion 89 of the rigid endoscope 82, the light guide cable 14a is connected to the light equipment 4 for endoscopes, and white illumination light is supplied for while branching on the way from this light equipment 4.

[0043]The branched guide laser cable 14b in this light guide cable 14 is connected to light equipment 5' for excitation, and this light equipment 5' supplies the laser beam for excitation. White illumination light or the laser beam for excitation is transmitted by the light guide in the rigid endoscope 82, and is emitted from the end face by the side of a tip part.

[0044]Image formation of the fluorescence which emits light by the light or excitation light reflected by the illuminated diagnostic part is carried out via the object lens of a tip part, it is back transmitted by image guides, such as a relay optical system, and, in the case of a visible image, the transmitted image can be observed from the eye contacting part 83.

[0045]It has the arm part in which the rod lens was built, 84a, and the joint part 84b which can be rotated, and the scope holder 84 connected to this eye contacting part 83 is transmitted to TV camera 85 which connected to that end face the image transmitted to the eye contacting part 83.

[0046]The mirror 35 which can be evacuated with the plunger 37 on the incident light path of this TV camera 85 is arranged, it is reflected by the 2nd mirror 92 and the 3rd mirror 93, and image formation of the light reflected by this mirror 35 is carried out to CCD96 through the 4th mirror 95 that can be evacuated from on an optical path with the plunger 94.

[0047]When the above-mentioned mirrors 35 and 95 are evacuated, image formation is carried out to CCD96 via the filter of the filter turret 98 which rotates by the motor 97, and the image intensifier 39.

[0048]It may enable it to arrange the filter of the filter turret 98 on the optical path of a fluorescence imaging system via the motor 97 by an operation switch etc. This example can acquire a usual endoscope image and fluorescence image using common CCD96. Others have the almost same effect as the 1st example.

[0049]In order to extend the wavelength area of excitation light, it may be made to choose the laser diode used according to the wavelength of excitation light which is actually needed, as several laser diodes in which luminous wavelengths differ are used.

[0050]In this case, it may be made to also use SHG if needed. In order to raise a radiant power output, it may be made to use two or more laser diodes which emit light on the same wavelength. The example etc. which were mentioned above may be combined by partial **.

[0051]

[Effect of the Invention]As explained above, it is made to change wavelength which controls the temperature of the semiconductor laser used for excitation light by this invention, and emits light, and the filter means which leads the fluorescence from the candidate organization side to a fluorescence imaging system selectively is established.

Therefore, it is small and the fluorescent observation device of a low price can be realized. .